

**Pump device using electrically controlled chemo-mechanical drive has**

<b>Patent number:</b>	DE19912606 (A1)	<b>Cited documents:</b>
<b>Publication date:</b>	2000-12-14	
<b>Inventor(s):</b>	MERTEN MATTHIAS [DE]; TRABERT JOHANNES [DE]; SCHILLING CORNELIUS [DE]; KALLENBACH MATTHIAS [DE]; BLEY ANDREAS [DE] +	DE19724240 (A1) DE4215662 (A1) DE3007001 (A1) DE9303622U (U1) US4432699 (A)
<b>Applicant(s):</b>	TRABERT JOHANNES [DE] +	
<b>Classification:</b>		
- <b>international:</b>	<i>F04B43/04; (IPC1-7): F04B43/04; F04B45/027</i>	
- <b>European:</b>	F04B43/04M	
<b>Application number:</b>	DE19991012606 19990322	
<b>Priority number(s):</b>	DE19991012606 19990322	

**Abstract of DE 19912606 (A1)**

The pump device has a flow rate dependent on the degree of the change in the cross-sectional area of its pressure hose. The pressure change and hence the displacement of the medium to be delivered results from an electrically driven material, e.g. a conductive polymer or polymer gel (5).

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑯ **Offenlegungsschrift**  
⑯ **DE 199 12 606 A 1**

⑯ Int. Cl. 7:  
**F 04 B 43/04**  
F 04 B 45/027

**DE 199 12 606 A 1**

⑯ Aktenzeichen: 199 12 606.2  
⑯ Anmeldetag: 22. 3. 1999  
⑯ Offenlegungstag: 14. 12. 2000

⑯ Anmelder:  
Trabert, Johannes, 98693 Ilmenau, DE

⑯ Erfinder:  
Merten, Matthias, 98693 Ilmenau, DE; Trabert, Johannes, 98693 Ilmenau, DE; Schilling, Cornelius, Dr., 98527 Suhl, DE; Kallenbach, Matthias, 98714 Stützerbach, DE; Bley, Andreas, 98693 Ilmenau, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE	197 24 240 A1
DE	42 15 662 A1
DE	30 07 001 A1
DE	93 03 622 U1
US	44 32 699
EP	04 54 353 A1

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

⑯ Pumpeneinrichtung unter Anwendung eines elektrisch gesteuerten chemomechanischen Antriebs

⑯ Die Erfindung betrifft eine Pumpvorrichtung, die nach dem Verdrängungsprinzip durch die reversible Volumenveränderung eines elektrisch angesteuerten chemomechanischen Werkstoffes fließfähige Medien fördert. Von besonderer Bedeutung ist der Einsatz des Pumpmoduls in einem implantierbaren Dosiersystem, da durch die Eigenschaften der Pumpe eine sehr kleine Dosievorrichtung realisiert werden kann.

**DE 199 12 606 A 1**

## Beschreibung

Es ist bekannt, daß es Förderpumpen unterschiedlicher Bauart gibt, die ein zu transportierendes Medium fördern. Für geringe Fördermengen und eine geringe Baugröße der Fördereinrichtung ist eine Schlauchpumpe, die nach dem Verdrängungsprinzip arbeitet, von besonderer Bedeutung. Vielen marktüblichen, z. T. auch miniaturisiert realisierten Pumpen, liegt ein rotierendes Antriebssystem zugrunde, wie es in zum Beispiel DE 32 27 992 A1 offengelegt wird. Dabei wird der Schlauch durch Quetschrollen zusammengedrückt, um das Fördergut zu transportieren. Es erfolgt ein lokales, gerichtetes Abquetschen des Schlauches. Bei einer in DE 197 24 240 A1 offenenartigen mikrominiaturisierten Förderpumpe erfolgt das Förderprinzip durch nacheinander pneumatisch angetriebenen Pumpkammern, die sich zeitversetzt mittels einer Membran abgedeckten Hohlräume mit dem Fördergut verengen. Die Offenlegungsschrift DE 32 29 239 A1 gibt eine Magnetpumpe an, bei der ein Wandlerfeld nach Art der Peristaltik Schlauchknoten und Schlauchbäuche erzeugt. Des Weiteren gibt es nach DE 37 23 463 A1 ein Gerät, beim dem das Fördergut mittels hintereinander angeordneter aufblasbarer Verdängerzellen transportiert wird.

Die Nachteile der aufgeführten konventionellen Förderpumpen bestehen insbesondere bei Magnetpumpen darin, daß für die Querschnittsveränderung des Schlauches eine hohe Strombedarf erforderlich. Damit ist auch eine wesentliche Temperaturerhöhung nicht zu vermeiden. Ein rotierender Antrieb ist mit einem Abrieb verbunden. Auch wenn die Größe und das Gewicht der Pumpe eine Implantation im menschlichen Körper ermöglicht, so sind es meist die peripheren Vorrichtungen wie Ansteuerung und vor allem Energiespeicher, die einen intrakorporalen Einsatz, z. B. in einem Medikamentenspender, oder eine autarke Anwendung in Bereichen, in denen die Baugröße streng limitiert ist, z. B. aktive Schnierung, erschweren. Bei einer pneumatischen Pumpe ist eine vergleichsweise große Druckquelle erforderlich, die eine Geräuschbelastung verursacht. Häufig sind auch die Pumpeinrichtungen nicht konstruktiv gegen ein Umschlagen der Fördereinrichtung gesichert.

Diese Probleme werden durch die in den Patentansprüchen aufgeführten Merkmale gelöst.

Die mit der Erfindung erzielten Vorteile bestehen insbesondere darin, daß die Volumenänderung bzw. Druckänderung nicht an rotierende Teile gebunden ist, sondern auf Elementen auf der Basis von Polymeren oder polymeren Gelen beruht, die gesteuerte Volumenarbeit verrichten können. Damit ist eine geräuscharme, energiesparende, abriebfreie Förderung von flüssigfähigen Medien möglich. Neben dem Direktantrieb mittels chemomechanischen Aktuators, der kein Getriebe erfordert, kann auch der für den autarken Betrieb der Pumpeinrichtung notwendige Energiespeicher eine geringe Größe aufweisen. Da die für die Volumenänderung angelegte elektrische Spannung für kleine Ausführungen gering bleiben kann, und die Pumpe abproduktfrei arbeitet, d. h. gegenüber der Umgebung, z. B. dem menschlichen Körper, ein geschlossenes System darstellt, ist sie auch für intrakorporele Anwendungen in der Medizin sehr gut geeignet. Als vorteilhaftes Merkmal ist hinzuzufügen, daß die Fördereinrichtung automatisch passiv anhält, sobald sie die angelegte Spannung ausfällt. Auch das geringe Gewicht der Pumpe sollte für intrakorporele Anwendungen überzeugend wirken.

Ausführungsbeispiele sind in der Zeichnung dargestellt und in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen Fig. 1 und Fig. 2 den Längsschnitt einer Pumpeinrichtung mit einem Pumpmodul, Fig. 3 und Fig. 4 den Quers-

schnitt einer Pumpeinrichtung mit einem Pumpmodul. Das Prinzip einer peristaltischen Pumpeinrichtung wird durch Fig. 5, Fig. 6 und Fig. 7 dargestellt. Eine miniaturisierte Anwendung verdeutlicht Fig. 8.

Ein Ausführungsbeispiel wird durch Fig. 1 beschrieben. Wird eine Spannung an die Elektroden 2 und 7 angelegt, so wandern Ionen aus dem polymeren Gel 5 durch die nur für Ionen durchlässige starre Wandung als Fritte 4 zu 2. Eine elektrisch leitfähige Schicht 7 ist auf der gesamten Außenseite des Schlauches 6 aufgedampft und schafft damit die Voraussetzung für ein raumausfüllendes elektrisches Feld. Es folgt eine Kontraktion von 5, wodurch sich die Querschnittsfläche von 6 aufgrund der elastischen Eigenschaften vergrößert. Dadurch wird in 6 ein Unterdruck erzeugt, durch den die in dem Rohr 12 in befindliche Flüssigkeit 9 durch das einseitig durchlässige Ventil 10 in Pfeilrichtung in 6 gelangt. Das Ventil 11 ist dabei geschlossen. Fällt nun, wie Fig. 2 verdeutlicht, keine Spannung mehr über 2 und 7 ab, so wandern Ionen aus 3 durch 4 in 5 und 5 beginnt sich zu dehnen, bis es wieder den Ausgangszustand erreicht. Durch den Druck wird 9 in Pfeilrichtung nur durch das geöffnete Ventil 11 gedrückt, da 10 geschlossen. Durch eine frequenz- und amplitudenmodulierte elektrische Spannung zwischen 2 und 7 ist damit eine gerichtete Förderung des zu födernden Mediums möglich. Wie Fig. 3 und Fig. 4 zeigen ist der 6 als Zylinder mit einer dreieckigen Grundfläche realisiert worden. Durch diese Form sind die bei Volumenerhöhung des polymeren Gels entstehenden Kräfte auf 6 unterschiedlich und der Formwiderstand von 6 ist geringer. Da 4 nur für Ionen durchlässig ist, kann das Gel nicht durchquellen und damit seine Volumenarbeit nur auf 6 verrichten.

Mit einer geeigneten Ansteuerungselektronik ist auch eine peristaltische Pumpe auf der Basis mehrerer von einander getrenneter und einzeln angesteuerten Kammern, die jeweils das Polymers oder das polymere Gel enthalten, realisierbar, wie Fig. 5, Fig. 6 und Fig. 7 zeigt. Zunächst gelangt gemäß der Beschreibung zu Fig. 1 durch eine Spannung nur an den Elektroden des Pumpmoduls 14, das in den Fig. 5, Fig. 6 und Fig. 7 vereinfacht dargestellt wurde, das zu födernde Medium in den in 14 befindlichen Teil des Schlauches. Der andere Teil des Schlauches im Pumpmodul 15 und Pumpmodul 16 ist geschlossen. Fig. 6 zeigt, daß durch Anlegen einer Spannung an den Elektroden von 15 das Fluid gemäß der Beschreibung zu Fig. 2 in Pfeilrichtung in das in 15 befindliche Schlauchteil gedrückt wird. Die in 14 und 16 befindlichen Schlauchteile sind dann geschlossen. Nach dem Anlegen einer Spannung gemäß Fig. 7 an den Elektroden des 14 und dem Potentialausfall zwischen den Elektroden von 14 und 15 wird das Fluid nun in das Schlauchteil von 16 und dann gemäß der Beschreibung Fig. 1 bzw. Fig. 2 in das Rohr gedrückt. Bei dieser Anordnung kann auf Rückschlagventile verzichtet werden. Eine Trennwand 13 verhindert einen Druckausgleich mit den anderen Pumpenkammern.

Dass diese Pumpe auch die Grundlage eines implantierbaren Dosiersystems bilden kann, zeigt Fig. 8. In einem elastischen Behälter 17 befindet sich ein nicht kompressibles feuchtes Medium, welches durch eine nach den Patentansprüchen funktionierende Pumpvorrichtung 14 durch die Austrittsöffnung 22 in die Umgebung des Systems, z. B. in ein Blutgefäß, befördert werden kann. Die Ansteuerung von 14, d. h. die Pumphäufigkeit und die beförderte Menge wird durch die Ansteuerungselektronik 19 realisiert. Diese ist so aufgebaut, daß eine Veränderung von Pumphäufigkeit und befördelter Menge jederzeit möglich ist. Die Ansteuerung von 14 erfolgt durch ein frequenz- und amplitudenveränderbares Signal an den Elektroden der Pumpe. Die Ein- bzw. Auskopplung relevanter Daten bzw. die Einkopplung von

Energie erfolgt über den/die Spulenkörper 21. Die Auswertung der seriellen Daten und die Austeuerung von 14 erfolgt durch einen Microcontroller der in 19 integriert ist. Die Energie für 19 und 14 wird in einem Akkumulator 18 gespeichert. Die gesamte Anordnung wird von einem Gehäuse 20 umschlossen, welches körperverträgliche Eigenschaften besitzt. Für eine in Lebewesen implantierbare Anordnung betragen die Abmessungen maximal 2 cm × 2 cm × 2 cm und ist somit in Verbindung mit der Eigenschaft, daß die 14 im Falle des Ausfalls der elektrischen Spannung automatisch schließt, für eine intrakorporeale Anwendung sehr gut geeignet.

## Bezugszeichenliste

1 Behälter, äußerer Abschluß	15
2 Elektrode	
3 Elektrolytlösung	
4 Fritte	
5 polymeres Gel	20
6 Schlauch	
7 elektrisch leitfähige Schicht	
8 Fluid	
9 Abdichtstopfen	25
10, 11 Rückschlagventil	
12 starres Rohr	
13 Trennwand	
14, 15, 16 Pumpmodul	30
17 elastischer Behälter	
18 Akkumulator	
19 Ansteuerungselektronik	
20 Gehäuse	
21 Spulenkörper	
22 Austrittsöffnung	35

## Patentansprüche

1. Die Pumpseinrichtung zur gerichteten Beförderung fließfähiger Medien, nach dem Verdrängungsprinzip, deren Pumprate von dem Grad der Flächenänderung des Querschnitts des Druckschlauches abhängt, ist dadurch gekennzeichnet, daß die Druckänderung und damit die Verdrängung des zu befördernden Mediums aus der reversiblen Volumenveränderung eines elektrisch angesteuerten Werkstoffes, z. B. eines intrinsisch leitfähigen Polymers/polymeren Gels, resultiert. 40  
 2. Das Pumpmodul gemäß Anspruch 1 ist dadurch gekennzeichnet, daß es aus einem querschnittskompressiblen Schlauch, der das zu befördernde Medium beinhaltet, dem den Schlauch umgebenden chemomechanischen Antriebsmaterial und einer allseitig dichten starren Druckummantelung mit mindestens zwei Ansteuerelektroden auf den Ionenflächen besteht. Die Erfindung gemäß Anspruch 2 ist dadurch gekennzeichnet, daß der querschnittskompressible Schlauch in der nach außen vom Druckmantel abgeschlossenen Druckkammer konzentrisch, exzentrisch oder innen aufliegend angeordnet werden kann. 45  
 3. Das Pumpmodul gemäß Anspruch 2 ist dadurch gekennzeichnet, daß ein druckfestes Diaphragma, das den chemomechanischen Antrieb vollständig umschließt und dadurch ein Ausdehen des chemomechanischen Antriebsmaterials in die Elektrolytlösung verhindert, den chemomechanischen Werkstoff von der Elektrolytlösung trennt. Die Erfindung gemäß Anspruch 3 ist dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrolytlösung nach außen durch eine Umhüllung, nachfolgend als Elektrolytreservoir bezeichnet, auf deren Innenseite sich eine 50

65

Elektrode befindet, umschlossen wird, die bei Kontraktion bzw. Dekontraktion des chemomechanischen Antriebsmaterials keinen Unterdruck erzeugt. Die Erfindung gemäß Anspruch 3 ist dadurch gekennzeichnet, daß eine Elektrode zwischen Schlauch und chemomechanischen Antriebsmaterial angebracht ist.

4. Die Erfindung gemäß Ansprüchen 2 und 3 mit jeweils einem Rückschlagventil mit Durchlaßrichtung in der Förderrichtung ist dadurch gekennzeichnet, daß sie aus einem Pumpenmodul besteht.

5. Die Erfindung gemäß Ansprüchen 2 und 3 mit einer Reihenschaltung von mehr als einem Pumpenmodul nach dem Peristaltikprinzip ist dadurch gekennzeichnet, daß die Ansteuerung der einzelnen Pumpenmodule alternierend elektrisch erfolgt und sie eine in gewissen Grenzen beliebige Querschnittsveränderung des Schlauches ermöglicht.

6. Die Erfindung gemäß Ansprüchen 2 und 3 mit einer Parallelschaltung von mehr als einem Pumpenmodul ist dadurch gekennzeichnet, daß durch eine gleichzeitige Kontraktion bzw. Dekontraktion des chemomechanischen Antriebsmaterials in den Pumpkammern eine Erhöhung der Pumpleistung erreicht werden kann.

7. Die Erfindung gemäß Anspruch 2 ist dadurch gekennzeichnet, daß in einer miniaturisierten Ausführung sich der querschnittskompressible Schlauch in den longitudinal verlaufenden Vertiefungen zweier übereinanderliegenden Halbleiterplatten befindet, wobei der zwischen der Vertiefung und den Halbleiterplatten entstehende Raum mit dem chemomechanischen Antriebsmaterial ausgefüllt ist.

8. Die Erfindung gemäß Anspruch 7 ist weiterhin dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden an der dem querschnittskompressiblen Schlauch zugewandten Seite angebracht sind und somit gegenüber angeordnet sind.

9. Die Erfindung gemäß Ansprüchen 1 bis 8 ist dadurch gekennzeichnet, daß die Druckwirkung auf den Schlauchmantel richtungsabhängig (anisotrop) erfolgt. Die Erfindung gemäß Anspruch 9 ist dadurch gekennzeichnet, daß das druckerzeugende chemomechanische Antriebsmaterial über den Umfang des Schlauches nicht gleich verteilt ist. Die Erfindung gemäß Anspruch 9 ist dadurch gekennzeichnet, daß die Druckkammerummantelung einen nichtkreisförmigen Querschnitt besitzt. Die Erfindung gemäß Anspruch 9 ist dadurch gekennzeichnet, daß bei Volumenveränderung des chemomechanischen Antriebsmaterials der Druckschlauch durch eine nicht kreisförmige Querschnittsgeometrie oder longitudinale Steifigkeitsunterschiede im Mantelmaterial eine vorbestimmte Formgebung erfährt.

10. Die Erfindung gemäß Ansprüchen 2 und 3 ist dadurch gekennzeichnet, daß die Wandkontur des Schlauches eine längsorientierte Profilierung auf der Innenseite eine weitgehende Verringerung der Leckrate infolge eines zusätzlichen Verschlusses des verbleibenden Hohlraumes aufweist.

11. Die Erfindung gemäß Anspruch 3 ist dadurch gekennzeichnet, daß das druckfeste Diaphragma durch orthogonal auf der seiner Mantelfläche angeordnete Stäbe an der Innenwand des Elektrolytreservoirs fixiert wird.

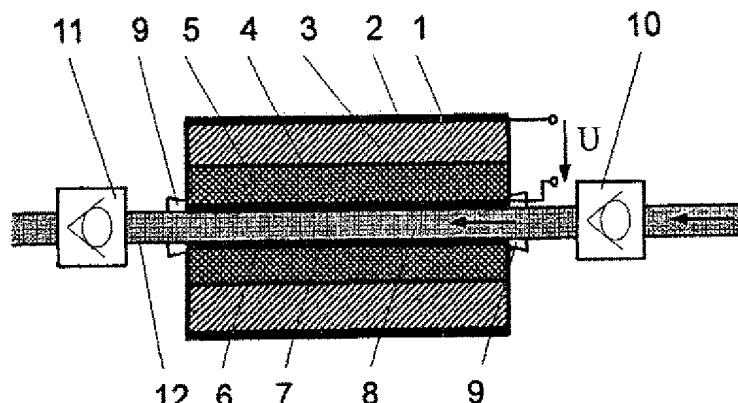


Fig. 1

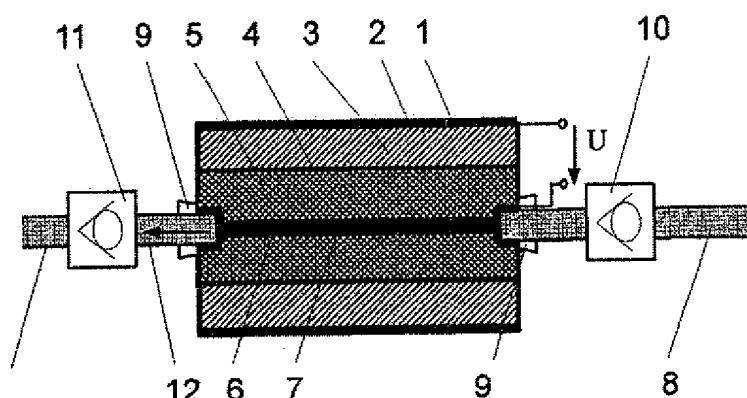


Fig. 2

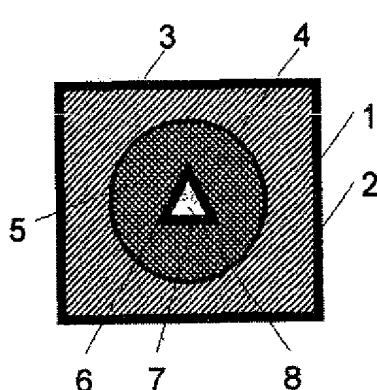


Fig. 3

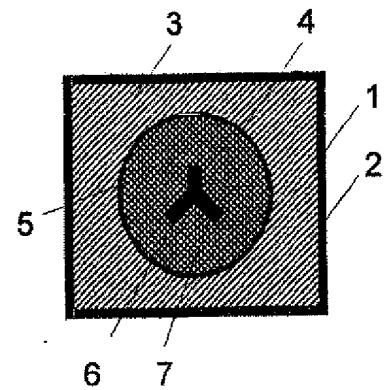


Fig. 4

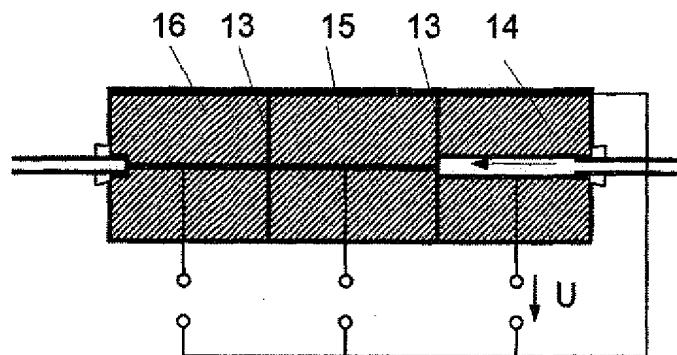


Fig. 5

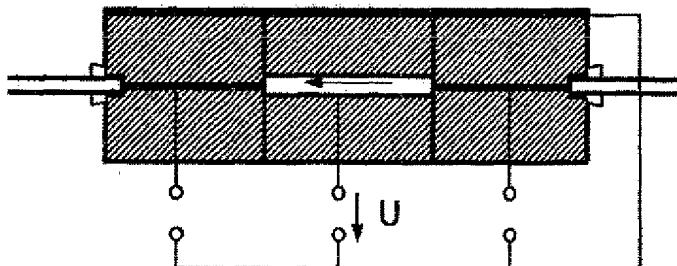


Fig. 6

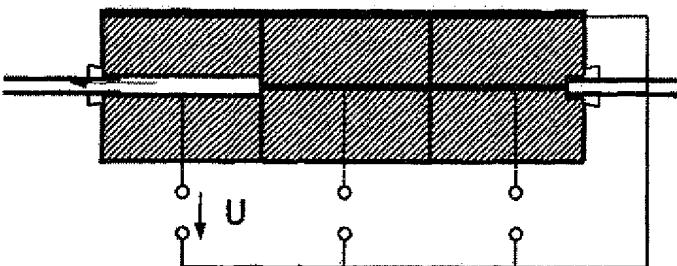
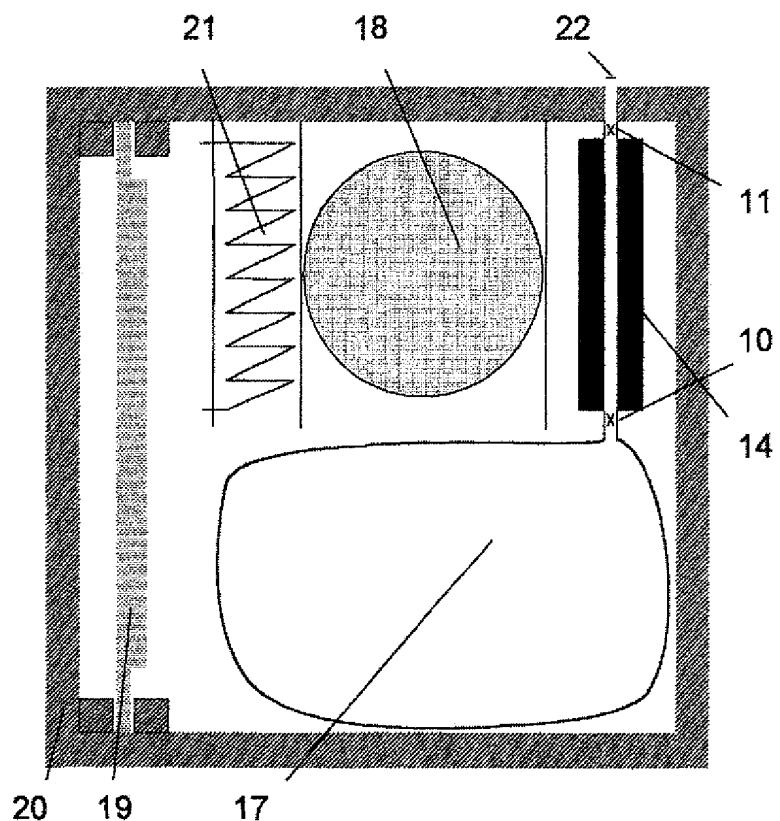


Fig. 7



**Fig. 8**